

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-250804

(43)Date of publication of application : 03.10.1995

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

A61B 1/04

A61B 10/00

(21)Application number : 06-044461

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 15.03.1994

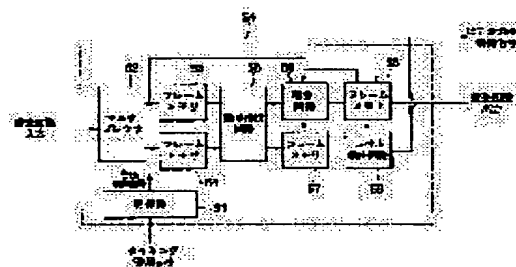
(72)Inventor : KANEKO MAMORU  
TAKEHATA SAKAE  
YOSHIHARA MASAYA  
IIDA MASAHIKO  
UEDA YASUHIRO  
KOBAYASHI YUKIMINE  
NAKAMURA KAZUNARI  
OOAKI YOSHINAO

## (54) FLUORESCENCE OBSERVER

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To achieve higher diagnosing capacity by improving the intensity of a fluorescent image and the quality of picture of a fluorescence observation image of a part to be observed.

**CONSTITUTION:** This fluorescence observer is provided with a fluorescent image processor 24 which irradiates a part to be observed with excitation light to perform a signal processing of a fluorescent image of the part to be observed as obtained by taking fluorescent by the excitation light. In the fluorescent image processor 24, frame memories 53 and 54 are provided to store the fluorescent images inputted in a time series, a motion compensation circuit 55 which detects a motion vector or the like of an image from the fluorescent image stored in the frame memories 53 and 54 compensate for the motion of the fluorescent image and an integration circuit 56 to integrate the fluorescent image stored in a frame memory 57 processed to compensate for motion to make an image of a frame memory 58. The images subjected to the integration are outputted by a specified number and displayed on a monitor as fluorescence observation image.



BEST AVAILABLE COPY

## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-250804

(43) 公開日 平成7年(1995)10月3日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 1/00	3 0 0 D			
1/04	3 7 0			
10/00	E			
	T			

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平6-44461

(22) 出願日 平成6年(1994)3月15日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 榮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

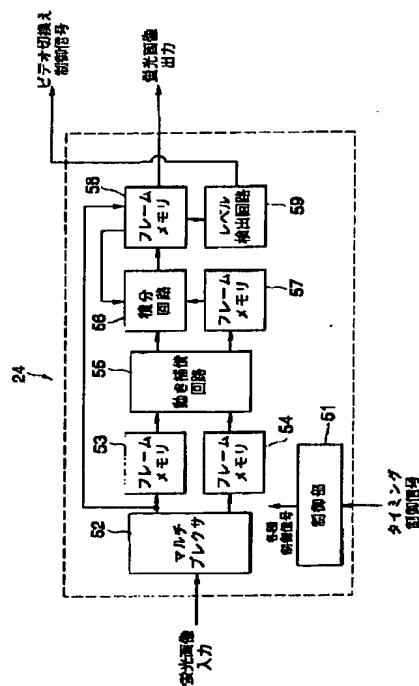
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【目的】 蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の  
蛍光観察画像の画質を向上させ、診断能力を高める。

【構成】 蛍光観察装置は、観察対象部位へ励起光を照  
射しこの励起光による蛍光を撮像して得た観察対象部位  
の蛍光画像を信号処理する蛍光画像処理装置24を備え  
ており、この蛍光画像処理装置24において、時系列的  
に入力される蛍光画像を記憶するフレームメモリ53、  
54、フレームメモリ53及び54に記憶された蛍光画  
像より画像の動きベクトル等を検出して蛍光画像の動き  
補償を行う動き補償回路55、動き補償処理されフレーム  
メモリ57に記憶された蛍光画像をフレームメモリ5  
8の画像に積算する積分回路56を有し、所定数積算し  
た画像を出力してモニタに蛍光観察画像として表示する  
ようになっている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段より時系列的に得られる複数の蛍光画像間における画像の動き補償を行う画像動き補償手段と、前記画像動き補償手段によって動き補償が施された複数の蛍光画像を積算する積分手段とを有し、前記積分手段によって積算された画像を蛍光観察画像として表示することを特徴とする蛍光観察装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して前記励起光によって観察対象部位から発する蛍光像を観察する蛍光観察装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

【0003】自家蛍光の観察においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】また、薬物の蛍光の観察において生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）等が用いられる。これらの蛍光剤は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

【0005】励起光としては例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザなどのレーザ光が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。生体組織における蛍光は、正常部と病変部とで蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルの一部を

蛍光画像として検出し、これを分析することで正常部と癌等の病変部とを判別でき、疾患部位を同定することができる。

【0006】本出願人は、特願平5-304429号において、内視鏡等を用いた装置により波長 $\lambda_0$ （例えば442nm）の励起光を照射して生体組織からの蛍光像を検出し、正常部と病変部とで蛍光強度の比率が異なる $\lambda_1=480\sim520\text{nm}$ と $\lambda_2=630\text{nm}$ 以上の2つの蛍光成分を得て $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ の各帯域間で差、比等の演算処理を行い、この蛍光画像信号の演算結果から例えば正常部は緑、病変部は赤に画像表示するような擬似カラー表示を行うことにより、疾患部位を同定することが可能な蛍光観察装置を提案している。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】前述のような蛍光観察装置において、観察対象部位の生体組織から得られる蛍光は蛍光強度が弱く、観察対象部位の状態によっては良好な蛍光観察画像が得られない場合が生じる恐れがある。このため、蛍光診断において病変部を見落としたり正常部と病変部の判別を誤ったりなど診断に誤りが生じ、蛍光診断能力が低下してしまう場合がある問題点があった。

【0008】本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させることができ、これにより診断能力を高めることが可能な蛍光観察装置を提供することを目的としている。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明による蛍光観察装置は、観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する装置であって、前記蛍光観察用撮像手段より時系列的に得られる複数の蛍光画像間における画像の動き補償を行う画像動き補償手段と、前記画像動き補償手段によって動き補償が施された複数の蛍光画像を積算する積分手段とを有し、前記積分手段によって積算された画像を蛍光観察画像として表示するものである。

## 【0010】

【作用】蛍光観察用光源手段によって発生した励起光を観察対象部位に照射し、前記励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を蛍光観察用撮像手段によって撮像する。そして、画像動き補償手段によって前記蛍光観察用撮像手段より時系列的に得られる複数の蛍光画像間における画像の動き補償を行い、積分手段により前記動き補償が施された複数の蛍光画像を積算した画像を蛍光観察画像として表示する。

## 【0011】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明

する。図1ないし図4は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図2は生体組織の観察対象部位における蛍光のスペクトラムを示す特性図、図3は図1の構成における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図、図4は蛍光画像処理装置における動作を説明するタイムチャートである。

【0012】本実施例の蛍光観察装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡1を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の光源手段として、例えば波長442nmの紫色光を発生するHe-Cd（ヘリウム-カドミウム）レーザー、350nm～500nmのレーザー光を発生するエキシマレーザー、クリプトンレーザー、色素レーザーなどのレーザー光発生手段を有するレーザー装置2を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源手段として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ3aを有するランプ光源装置3を備えて構成されている。

【0013】内視鏡1は、レーザー装置2あるいはランプ光源装置3からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド4と、観察像を後端側の接眼部6まで伝達するイメージガイド5とが挿通されており、ライトガイド4は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード7内を挿通して端部のライトガイドコネクタ7aまで延設されている。

【0014】レーザー装置2及びランプ光源装置3は、内視鏡1へ導く光を切り換える配光用アダプタ8に接続され、配光用アダプタ8には前記内視鏡1のライトガイドコネクタ7aが接続されて、レーザー装置2からのレーザー光による励起光あるいはランプ光源装置3からの通常観察用照明光が配光用アダプタ8を介して内視鏡のライトガイド4へ導かれ、内視鏡1の先端部より出射されるようになっている。

【0015】前記配光用アダプタ8は、レーザー装置2及びランプ光源装置3の出射光の光路中に配設された可動ミラー9と、可動ミラー9を駆動するドライバ10とにより構成された照明光切換手段11を備えており、可動ミラー9の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド4後端面へ導くようになっている。

【0016】内視鏡1の接眼部6には、受光用アダプタ12が接続され、この受光用アダプタ12には通常画像受信部であって通常観察用撮像手段となる通常観察用カメラ13と蛍光画像受信部であって蛍光観察用撮像手段となる蛍光観察用カメラ14とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ13は、結像光学系と、撮像素子としてのCCD15とを備え、ランプ光源装置3からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0017】蛍光観察用カメラ14は、結像光学系と、

所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ16と、回転フィルタ16を回転駆動する駆動用モータ17と、回転フィルタ16を透過した像を増幅するイメージインテンシファイア（I.I.）18と、イメージインテンシファイア18の出力像を撮像する撮像素子としてのCCD19とを備え、レーザー装置2からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ16は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ のそれぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。

【0018】受光用アダプタ12は、内視鏡の接眼部6へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー20と、可動ミラー20を駆動するドライバ21とにより構成された撮像切換手段22を備えており、可動ミラー20の角度を選択的に切り換えることによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡1で得られた被写体像を通常観察用カメラ13あるいは蛍光観察用カメラ14へ導くようになっている。

【0019】前記通常観察用カメラ13にはカメラコントロールユニット（CCU）23が接続され、CCD15の出力の撮像信号（通常画像信号）が入力されてCCU23で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0020】前記蛍光観察用カメラ14には蛍光画像処理手段となる蛍光画像処理装置24が接続され、CCD19の出力である蛍光画像の撮像信号（蛍光画像信号）が入力されて蛍光画像処理装置24で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0021】また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ25が設けられ、配光用アダプタ8のドライバ10、受光用アダプタ12のドライバ21、回転フィルタ16の駆動用モータ17、及び蛍光画像処理装置24へタイミング制御信号を送出するようになっている。

【0022】前記CCU23及び蛍光画像処理装置24はビデオスイッチャ26に接続され、CCU23の出力の通常観察画像信号と蛍光画像処理装置24の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ26によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ26には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ27と、蛍光画像処理装置24の演算結果に基づいて自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ28とが接続されている。ビデオスイッチャ26の出力端にはモニタ29が接続され、ビデオスイッチャ26によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ29に入力されて

蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0023】本実施例の蛍光観察装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ25からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ8、受光用アダプタ12によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ25は、蛍光画像処理装置24内での処理と、配光用アダプタ8の可動ミラー9、受光用アダプタ12の可動ミラー20、蛍光観察用カメラ14の回転フィルタ16の各動作との同期をとる。

【0024】通常観察の場合には、図1において実線で示すような位置に可動ミラー9、20を移動させる。これにより、内視鏡1のライトガイド4には配光用アダプタ8を介してランプ光源装置3からの通常観察用照明光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、ランプ3aからの通常観察用照明光により照明された被写体像（通常観察像）は、イメージガイド5を通り受光用アダプタ12を経て通常観察用カメラ13へ導かれて撮像される。そして、CCD15で撮像された通常画像の撮像信号がCCU23で信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ26へ送出される。

【0025】一方、蛍光観察の場合には、図1において破線で示すような位置に可動ミラー9、20を移動させる。これにより、内視鏡1のライトガイド4には配光用アダプタ8を介してレーザ装置2からの励起光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、イメージガイド5を通り受光用アダプタ12を経て蛍光観察用カメラ14へ導かれて撮像される。蛍光観察用カメラ14において、回転フィルタ16により前記 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア18で蛍光像が増幅されてCCD19で撮像される。CCD19で撮像されて得られた蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置24で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ26へ送出される。

【0026】本実施例では、タイミングコントローラ25は、前記通常観察及び蛍光観察の2つの状態を高速で切換えている。この結果、ビデオスイッチャ26には、常に通常観察画像信号と蛍光観察画像信号との両方が送られる。

【0027】このビデオスイッチャ26に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の2つの画像をモニタ29に表示する方法としては、フットスイッチ27からの指示により画像を選択的に切り換えて表示する方法、蛍光画像処理装置24の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントローラ28の制御により例えば癌等の疾患部位を識別したときに蛍光画像を表示するように画像を切換える方法、ビデオスイッチャ26において蛍光観察画

像及び通常観察画像を合成して2つの画像をスーパーインポーズ表示したり所定の態様に合成表示する方法などが挙げられる。

【0028】蛍光観察を行う場合、レーザ装置2のレーザ光発生手段としてHe-Cdレーザによる $\lambda_0 = 442\text{nm}$ の紫色光を生体組織に照射すると、 $442\text{nm}$ より長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光像を蛍光観察用カメラ14において回転フィルタ16で $\lambda_1 = 480 \sim 520\text{nm}$ と $\lambda_2 = 630\text{nm}$ 以上との2つの波長領域に分離透過して $\lambda_1$ と $\lambda_2$ の2つの蛍光像を順次撮像する。

【0029】前記紫色光の励起光による観察対象部位における可視領域の蛍光のスペクトラムは、図2に示すように、励起光 $\lambda_0$ より長い波長の帯域の強度分布となり、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に $\lambda_1$ 付近の帯域では正常部位における蛍光強度が強く、病変部との差が大きくなる。よって、特に $\lambda_1$ 付近の蛍光強度から正常部位と病変部との判別が可能であり、このような蛍光画像によって癌等の病変部の診断ができる。

【0030】蛍光画像処理装置24においては、例えば $\lambda_1$ と $\lambda_2$ の蛍光像の画像信号より $\lambda_1$ と $\lambda_2$ における蛍光強度の比率または差分を求める演算を行い、生体組織の性状を判別可能な蛍光観察画像信号を生成する。

【0031】次に、図3に蛍光画像処理装置24の詳細の構成を示し、蛍光画像処理装置24の構成及び作用について説明する。なお、図3には蛍光画像処理装置24における蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を行う部分の機能構成を示す。

【0032】蛍光画像処理装置24は、装置内の各部を制御する制御部51、時系列的に入力される蛍光画像の信号を2系統に切換えるマルチプレクサ52、蛍光画像を記憶するフレームメモリ53、54、57、58、フレームメモリ53及び54に記憶された蛍光画像より画像の動きベクトル等を検出して蛍光画像の動き補償を行う画像動き補償手段としての動き補償回路55、動き補償処理されフレームメモリ57に記憶された蛍光画像をフレームメモリ58の画像に積算する積分手段としての積分回路56、積分処理されフレームメモリ58に記憶された蛍光画像の信号レベルを検出し所定のレベルに達したかを判断すること等によって蛍光画像の所定の特徴量を検出する特徴量検出手段であってレベル検出手段となるレベル検出回路59を備えて構成されている。

【0033】この構成において、蛍光画像処理装置24は蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を行い、蛍光画像の信号レベルが所定値以上となるように蛍光画像の強度を向上させる。

【0034】制御部51は、タイミングコントローラ25からのタイミング制御信号に基づいて、蛍光画像処理装置24内の各部に各種制御信号を送出し、装置内の構

成要素の動作を制御する。

【0035】蛍光観察用カメラ14からの蛍光画像信号は、マルチプレクサ52に時系列的に投入され、マルチプレクサ52によって出力先が切換えられてフレームメモリ53またはフレームメモリ54に記憶される。なお、初めのタイミングでは、フレームメモリ53に画像が記憶される。この画像が蛍光画像の動き補償を行う際の基本画像となる。このとき、出力側のフレームメモリ58にも同じ画像が記憶される。

【0036】マルチプレクサ52には所定のタイミング毎に蛍光画像が投入され、前記基本画像よりも時間的に後に投入された蛍光画像がフレームメモリ54に記憶され、動き補償回路55によってフレームメモリ53の基本画像とフレームメモリ54の画像とを対比することにより、蛍光画像の動き補償処理が行われる。動き補償回路55では、例えば基本画像に対するフレームメモリ54の画像の動きベクトルを検出し、画像の所定の部分の座標が一致するようにフレームメモリ54の蛍光画像の動き補償を行う。

【0037】前記動き補償回路55によって動き補償処理が施されたフレームメモリ54の蛍光画像はフレームメモリ57に記憶される。そして、積分回路56によって、フレームメモリ53の基本画像と動き補償処理が施されてフレームメモリ57に記憶された蛍光画像（被動き補償画像）とが積算され、フレームメモリ58に記憶される。すなわち、フレームメモリ58において、初めに記憶された基本画像にフレームメモリ57の被動き補償画像が加算されることになる。

【0038】この積分処理にかかる蛍光画像処理装置24の動作の概念図を図4に示す。ここでは簡単のため蛍光画像を1次元信号とみなして表している。図4の

(a)のマルチプレクサ52に投入される蛍光画像のうち、基本画像に対して後に投入される画像は動き補償回路55で動き補償処理が施され、図4の(b)のように積分回路56によりフレームメモリ58において基本画像に被動き補償画像が積算されていく。

【0039】フレームメモリ58の蛍光画像は、複数の画像が積算されて出力され、例えば積算された蛍光画像の信号レベルが所定のレベルに達すると1回の積算が終了し、次の画像から新たに積算が開始される。本実施例では、レベル検出回路59の検出結果に応じて、蛍光画像が所定のレベルV1以上となったときに1回の画像積分処理を終了するようになっている。図4では積算する画像の数が4になった場合の例を示している。すなわち、時系列的に投入される蛍光画像が動き補償処理が施された後に積算され、4つの画像が積算されて所定のレベルV1を超えると積算動作が終了し、積算された蛍光画像がフレームメモリ58より出力される。1回の画像積分処理が終了すると、次に投入される蛍光画像が基本画像としてフレームメモリ53及び58に記憶され、同

様の処理が繰り返される。なお、蛍光画像の積算回数は、あらかじめ設定した固定の回数としても良い。

【0040】レベル検出回路59では、フレームメモリ58の蛍光画像の信号レベルを検出し、検出結果に応じてビデオ切換え制御信号をビデオスイッチングコントローラ28へ出力する。本実施例では、図4の(b)に示すようにレベル検出回路59においてフレームメモリ58の積算された蛍光画像が所定のレベルV1を超えたか否かを判断し、蛍光画像が所定のレベルV1以上となったときにビデオ切換え制御信号を出力するようになっている。このビデオ切換え制御信号により、ビデオスイッチングコントローラ28によってビデオスイッチャ26におけるビデオ信号の切換えが制御され、図4の(c)に示すように蛍光画像が所定のレベルV1以上となった場合にビデオスイッチャ26において最終的な蛍光観察画像信号として出力される。なお、前記ビデオ切換え制御信号によって通常観察画像表示と蛍光観察画像表示の切換えを行うことも可能である。

【0041】このように、複数の蛍光画像間で動き補償処理を施した後に、これらの画像を積算した結果を蛍光観察画像として出力しモニタ29に表示することにより、蛍光画像の強度が向上し、蛍光信号レベルに対するノイズレベルを低下させることができる。この結果、蛍光観察画像の画質が向上し、蛍光観察による診断能力を向上させることができる。

【0042】なお、本実施例では複数の画像を積算した結果を蛍光観察画像として表示するため、画像表示の時間分解能は積算した分だけ低下することになる。しかしながら内視鏡を用いた蛍光観察装置においては、通常、観察時に画像受光部を持つ内視鏡先端部を高速で動かすことはないため、時間分解能低下による病変部見逃し等の問題が生じる可能性は極めて小さい。

【0043】以上のように本実施例によれば、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させることができ、誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことが可能であり、蛍光診断能力を高めることができる効果がある。

【0044】図5は本発明の第2実施例に係る蛍光観察装置における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【0045】第2実施例は蛍光画像処理装置における蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を行う部分の機能構成の変形例である。ここでは前述した第1実施例と異なる部分のみ説明し、他の同様な部分の説明は省略する。

【0046】第2実施例の蛍光画像処理装置24aにおいては、第1実施例の構成に加えて、動き補償回路55で動き補償処理の際に求めた画像の動きベクトルの総量を検出する特徴量検出手段であって動きベクトル検出手段となる動きベクトル総量検出回路60と、動きベクトル総量検出回路60の検出結果に基づく制御部51の制

御出力とレベル検出回路59の制御出力との論理和をとるOR回路61とを備えている。

【0047】この構成において、動きベクトル総量検出回路60は、動き補償回路55での動き補償処理において発生する動きベクトルを検出し、動きベクトル総量を算出、記憶する。ここで、動きベクトル総量があらかじめ定められた条件を満たした場合、例えば画像の動きが大きく所定値以上のベクトル量となった場合には、動きベクトル総量検出回路60は制御部51へベクトル検出信号を出力する。制御部51は、このベクトル検出信号を受けて、ビデオ切換え制御信号をOR回路61に出力すると共に、画像積分処理を終了して積算された蛍光画像をフレームメモリ58より出力する。

【0048】OR回路61では、制御部51の制御出力とレベル検出回路59の制御出力との論理和がとられ、制御部51とレベル検出回路59の少なくともいずれか一方よりビデオ切換え制御信号が出力されるとOR回路61を介してビデオスイッチングコントローラ28へ送出される。

【0049】その他の部分の作用は第1実施例と同様であり、説明を省略する。

【0050】内視鏡を用いた蛍光観察装置によって得られる蛍光画像の動きベクトル総量は、内視鏡先端部の移動速度に応じて変化する。従って、動きベクトル総量に基づいて蛍光画像の積算枚数を決定することにより、内視鏡の移動速度に応じた適切な蛍光観察画像を得ることができる。

【0051】より具体的には、内視鏡を被検部位へ挿入する時、または観察位置を大きく動かす時など、観察に注力していない時においては、内視鏡先端部を速く移動させる場合がある。このような場合には、積分する画像の数を減らすことにより、蛍光画像の示す観察部位が大きく動くことを防止する。この結果、予想外の病変部の存在を見逃す恐れを回避できる。

【0052】このように、本実施例によれば、蛍光画像を積算することにより蛍光信号レベルを増加させて蛍光観察画像の画質を向上させることができると共に、画像の動きに応じた適切な積分処理を行って蛍光画像を表示することにより蛍光画像が大きく動くことを防止することができ、病変部見逃し等を防止して蛍光診断能力を向上させることができる。

【0053】図6及び図7は本発明の第3実施例に係り、図6は蛍光観察装置における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図、図7は蛍光画像処理装置における動作を説明するタイムチャートである。

【0054】第3実施例は、蛍光画像処理装置における蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を行う部分の機能構成において複数の系統の回路を備えた構成例である。

【0055】第3実施例の蛍光画像処理装置24bにおいては、フレームメモリ53、54、57、58、動き

補償回路55、積分回路56、レベル検出回路59により構成される図3に示した第1実施例と同様の構成要素を複数組備えている。そして、装置内の各部の動作を管理、制御する制御部65を有し、蛍光画像の入力側と出力側にそれぞれ信号の切換えを行う入力用マルチプレクサ66と出力用マルチプレクサ67とが設けられている。すなわち、蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を実行する信号ラインが複数系統（ $n$ 系統、ただし $n$ は2以上の整数）設けられて構成されている。

【0056】各系統における動き補償処理及び積分処理の動作は第1実施例と同様であり、ここでは説明を省略する。

【0057】本実施例では、動き補償処理及び積分処理を施す蛍光画像の数があらかじめ設定されており、この数を $m$ （ただし $m$ は2以上の整数）とする。簡単のため、蛍光画像処理装置24bにおける動き補償処理及び積分処理を実行する構成要素の系統数 $n$ を $m$ に等しいとする。また、マルチプレクサ66に蛍光画像が入力される時間間隔を $T$ とする。

【0058】ある時刻 $t_0$ において、マルチプレクサ66に入力された蛍光画像は、第1系統の動き補償および積算を実行するための基本画像としてフレームメモリ(1)53-1に記憶される。次のタイミングで入力される蛍光画像、すなわち時刻 $t_0 + T$ においてマルチプレクサ66に入力された蛍光画像は、フレームメモリ(1)53-1の基本画像に対する被動き補償画像としてフレームメモリ(1)54-1に記憶されると共に、第2系統の動き補償および積算を実行するための基本画像としてフレームメモリ(2)53-2に記憶される。

【0059】次に、時刻 $t_0 + 2T$ においてマルチプレクサ66に入力された蛍光画像は、フレームメモリ(1)53-1およびフレームメモリ(2)53-2の基本画像に対する被動き補償画像として、それぞれフレームメモリ(1)54-1および、フレームメモリ(2)54-2に記憶されると共に、第3系統の動き補償および積算を実行するための基本画像としてフレームメモリ(3)53-3に記憶される。

【0060】なおこのとき、フレームメモリ(1)54-1に時刻 $t_0 + 2T$ の被動き補償画像が記憶される前に、時刻 $t_0 + T$ においてフレームメモリ(1)54-1に記憶されていた被動き補償画像には、動き補償回路(1)55-1によって動き補償処理が施される。この動き補償実施後の画像はフレームメモリ(1)57-1に記憶された後、積分回路(1)56-1によって初めはフレームメモリ(1)53-1の基本画像が記憶されているフレームメモリ(1)58-1の画像に積算される。

【0061】以上に示したような動作が、時刻 $t_0 + 3T$ 、 $t_0 + 4T$ 、 $\dots$ 、 $t_0 + kT$ 、 $\dots$ （ $k$ は1以上の整数）について繰り返される。そして、 $k = m$ となった時点で、フレームメモリ(1)58-1に蓄積された

蛍光画像はマルチプレクサ67を介して出力される。

【0062】フレームメモリ(1)58-1より蛍光画像が出力されると、フレームメモリ(1)53-1及び(1)58-1は、時刻 $t_0$ の基本画像から時刻 $t_0 + mT$ の蛍光画像へ基本画像が書き換えられる。これは、第1系統の動き補償処理及び積分処理を実行する信号ラインは第1回目の画像積分処理を終了し、処理後の蛍光画像を出力して第2回目の処理のための基本画像を取り込んだことに相当する。

【0063】第2系統においては、第1系統と同様の動作が時間 $T$ だけ遅れたタイミングで実行される。よって、時刻 $t_0 + (m+1)T$ においては、第2系統の動き補償処理及び積分処理を実行する信号ラインが第1回目の画像積分処理を終了し、フレームメモリ(2)58-2に蓄積された蛍光画像がマルチプレクサ67を介して出力され、フレームメモリ(2)53-2及び(2)58-2は、時刻 $t_0 + T$ の基本画像から時刻 $t_0 + (m+1)T$ の蛍光画像へ基本画像が書き換えられる。

【0064】以上のような動作を、さらに繰り返すことによって、動き補償処理及び積分処理を施す蛍光画像の数(画像積算数)が $m$ の場合は $n$ 系統( $m=n$ )の信号ラインを用いることにより、時間間隔 $T$ の蛍光画像入力に対して、蛍光画像出力も時間間隔 $T$ で行うことが可能になる。すなわち、蛍光画像の動き補償処理及び積分処理を実行する信号ラインが1系統しかない場合において積分処理を行った蛍光画像の出力間隔となる $mT$ よりも短い時間間隔で蛍光画像を出力することができることになる。これにより、複数の蛍光画像を積算する積分処理を行った場合においても蛍光画像の入力時間間隔と同じ時間間隔で積分処理を施した蛍光画像を出力することができ、画像表示の時間分解能を処理前と同様に維持することができる。

【0065】各系統のレベル検出回路( $n$ )59- $n$ は、第1実施例と同様にフレームメモリ( $n$ )58- $n$ に蓄積された蛍光画像の信号レベルを検出し、検出結果に応じて例えば蛍光画像が所定のレベル以上となったときにビデオ切換え制御信号をビデオスイッチングコントローラ28へ出力する。このビデオ切換え制御信号により、ビデオスイッチングコントローラ28によってビデオスイッチャ26におけるビデオ信号の切換えが制御され、マルチプレクサ67からの蛍光画像をビデオスイッチャ26において最終的な蛍光観察画像信号として出力したり、通常観察画像表示と蛍光観察画像表示の切換えを行ったりすることができる。

【0066】ところで、動き補償処理及び積分処理を実行する際に、画像積算数 $m$ と信号ラインの系統数 $n$ とを等しくすると、ハードウェアのコストの面で問題になる場合がある。このような場合には、 $m > n$ として $m = kn$  ( $k=1, 2, 3, \dots$ )の関係を満たすように $m, n$ を設定し、画像表示の適度な時間分解能を維持する方法

が考えられる。例えば $m=4, n=2$ とした場合の、積分処理にかかる蛍光画像処理装置24bの動作の概念図を図7に示す。簡単のため図4と同様に蛍光画像を1次元信号とみなして表している。

【0067】図7の(a)のマルチプレクサ66に入力される蛍光画像のうち、第1系統においては、基本画像(図中Aで表す)に対して後に入力される被動き補償画像(図中Bで表す)は動き補償回路(1)55-1で動き補償処理が施され、図7の(b)のように積分回路(1)56-1によりフレームメモリ(1)58-1において基本画像に被動き補償画像が積算される。すなわち、時間間隔 $T$ で入力される蛍光画像が4つずつで動き補償処理が施されて積算され、図7の(c)に示すようにフレームメモリ(1)58-1より出力される。

【0068】第2系統においては、第1系統より $2T$ だけ遅れたタイミングで動き補償回路(2)55-2において動き補償処理が施され、図7の(d)のように積分回路(2)56-2によりフレームメモリ(2)58-2において基本画像に被動き補償画像が積算された後、図7の(e)に示すように蓄積された蛍光画像がフレームメモリ(2)58-2より出力される。

【0069】フレームメモリ(1)58-1及びフレームメモリ(2)58-2から出力される蛍光画像は、それぞれマルチプレクサ67を介してそのまま出力される。従って、図7に示すように、画像の積分処理間隔は $4T$ であるにもかかわらず、2系統の信号ラインの蛍光画像総合出力であるマルチプレクサ67からの蛍光画像出力は図7の(f)に示すように $2T$ の時間間隔で出力することができる。

【0070】以上のように、複数系統の動き補償処理及び積分処理を行う構成を備え、蛍光画像の動き補償及び積算の処理を複数の系統で時間をずらしながら行うことにより、画像表示の時間分解能の低下を防止して蛍光画像が大きく動くことを防ぐと共に、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させることができ、蛍光診断能力を高めることができる。

【0071】次に、励起光の強度及び照射間隔を可変とした蛍光観察装置の第1の構成例を図8及び図9に示す。

【0072】観察対象部位へ励起光を照射して蛍光観察を行う装置では、生体組織からの蛍光は微弱であるため、観察対象部位の蛍光像を撮像するために高感度のカメラが必要であり、また、蛍光画像の信号レベルが低く良好な蛍光観察画像が得られない場合が生じる恐れがある。このような問題点を解決するため、前述の実施例のように積分処理を行って蛍光観察画像の画質を向上させることができるが、蛍光像を得るための励起光の強度を上げて蛍光画像の強度を向上させることも考えられる。励起光の強度を上げると生体組織に損傷を与える恐れがあるため、本例では励起光の強度を変更させるのに連動



して励起光の照射間隔を変更させるような構成となっている。

【0073】 蛍光観察装置は、図8に示すように、励起光を発生する励起光源71と、励起光源71から出射される励起光の強度を制御する励起光出力制御手段としての出力制御部72とを備え、観察対象部位の生体組織73へ励起光を照射するようになっている。また、蛍光像を撮像するためのイメージンスンファイア等を有する高感度カメラ74と、高感度カメラ74で撮像された蛍光画像に係る信号処理を行う蛍光画像処理部75と、蛍光画像処理部75で生成された蛍光観察画像を表示するモニタ等の表示手段76とを有し、生体組織73からの蛍光を高感度カメラ74で撮像し、蛍光画像処理部75で信号処理を行って得られた蛍光観察画像を表示手段76に表示するようになっている。さらに、各部の動作タイミングを制御する同期手段としてのタイミングコントローラ77が設けられ、タイミングコントローラ77によりタイミング制御信号を送出することによって出力制御部72、高感度カメラ74、蛍光画像処理部75における励起光の照射と蛍光画像の信号処理とのタイミングがとられるようになっている。

【0074】 この構成において、生体組織73から得られる蛍光強度が低い場合には、出力制御部72により励起光源71から出射される励起光の強度を高くして、生体組織73からの蛍光強度も高くなるようにする。このとき、図9に示すように、励起光の強度を高くするのに伴って励起光を照射する時間間隔TもT1からT2（ $T1 < T2$ ）へと間隔が大きくなるようにする。これにより、生体組織の損傷を防止する。

【0075】 このように生体組織へ照射する励起光の強度を高めると共に励起光の照射間隔を大きくすることにより、生体組織に損傷を与えることなく強度の強い蛍光を得て蛍光画像の信号レベルを高めることができ、蛍光観察画像の画質を向上させて診断精度を向上させることが可能となる。

【0076】 次に、励起光の強度及び照射間隔を可変とした蛍光観察装置の第2の構成例を図10及び図11に示す。

【0077】 本例は図8に示した第1の構成例の変形例であり、蛍光観察と通常の照明光による観察とを行う蛍光観察装置における構成例である。

【0078】 本例の蛍光観察装置は、図8の構成に加えて、白色照明光等の通常観察を行うための照明光を発生する照明光源81と、この通常観察用の照明光による被写体像を撮像する通常観察カメラ82と、通常観察カメラ82で撮像された画像に係る信号処理を行う通常画像処理部83とを有しており、観察対象部位の生体組織73へ照明光源81からの通常観察用の照明光を照射し、生体組織73の通常観察画像を得るようになっている。そして、励起光あるいは通常観察用の照明光による観察

対象部位の像の出力先を切替える受光切換手段84（例えば図1の受光用アダプタ12と同様の構成）が設けられ、受光切換手段84により観察対象部位の蛍光像が高感度カメラ74へ、通常観察像が通常観察カメラ82へそれぞれ導かれて撮像されるようになっている。蛍光画像処理部75と通常画像処理部83の出力側は、表示切換手段85に接続され、蛍光観察画像及び通常観察画像が表示切換手段85によって切換えられて表示手段76へ送出されるようになっている。

【0079】 また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ77は、出力制御部72、照明光源81、受光切換手段84へタイミング制御信号を送出し、励起光及び通常観察用照明光の照射タイミングと蛍光画像及び通常観察像の信号処理のタイミングとをとるようになっている。

【0080】 この構成において、生体組織73から得られる蛍光強度が低い場合には、前述の第1の構成例と同様に出力制御部72により励起光源71から出射される励起光の強度を高くして、生体組織73からの蛍光強度も高くなるようにし、これに伴って励起光を照射する時間間隔も大きくする。そして、蛍光画像と通常画像とを交互に観察するときには、図11に示すように、励起光照明タイミングの間隔の伸長に応じて、蛍光観察画像の取り込みタイミングの間隔を変化させ、蛍光観察画像を取り込む時間間隔が大きくなるようにする。例えば、励起光の強度を高くしない場合に1/30sec毎に励起光を照射して蛍光観察画像を取り込むとすると、励起光の強度を高くしたときは強度に応じて1/30secの整数倍（図11では2倍の1/15sec）の間隔で取り込み、蛍光観察画像の時間間隔を1/30secの整数倍で大きくする。

【0081】 このように生体組織へ照射する励起光の強度を高めると共に励起光の照射間隔を大きくし、通常観察画像と交互に得られる蛍光観察画像の時間間隔を間引いて大きくすることにより、生体組織に損傷を与えることなく蛍光強度を高くして蛍光画像の信号レベルを高めることができ、かつリアルタイムで良好な通常の照明光による通常画像と励起光による蛍光画像とを得ることができる。

【0082】 次に、表示モニタ上での蛍光観察画像及び通常観察画像の画像表示の例を図12に示す。

【0083】 白色照明光等を照射して被写体像を観察する通常観察と、生体組織からの蛍光像を観察する蛍光観察とを行う蛍光観察装置においては、表示モニタ上に蛍光観察画像と通常観察画像とを交互に切り換えて表示したり、2つの画像を合成して表示したりなどの画像表示が行われる。

【0084】 本例では、図12に示すように、(a)の蛍光観察画像上において病変部が存在する場合に、正常部位と病変部との境界を(b)の通常観察画像上におい

て境界線 91 として合成表示し、通常観察画像に病変部の位置を表示する。

【0085】このように画像表示を行うことにより、通常観察画像上で、通常の照明光による観察画像の持つ奥行き感を失うことなく病変部の位置を表示することができる、診断時の視認性を向上させることができる。

【0086】〔付記〕

(1) 観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段より時系列的に得られる複数の蛍光画像間における画像の動き補償を行う画像動き補償手段と、前記画像動き補償手段によって動き補償が施された複数の蛍光画像を積算する積分手段とを有し、前記積分手段によって積算された画像を蛍光観察画像として表示する蛍光観察装置。

【0087】(2) 通常観察用の照明光を発生する通常観察用光源手段と、前記通常観察用光源手段からの照明光による観察対象部位の通常観察像を撮像する通常観察用撮像手段と、観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像と通常観察画像とを同時に、あるいは、時分割で切換えて表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段より時系列的に得られる複数の蛍光画像間における画像の動き補償を行う画像動き補償手段と、前記画像動き補償手段によって動き補償が施された複数の蛍光画像を積算する積分手段とを有し、前記積分手段によって積算された画像を蛍光観察画像として表示する蛍光観察装置。

【0088】(3) 前記画像動き補償手段及び積分手段において、動き補償および積算を施す画像の数が可変である付記(1)に記載の蛍光観察装置。

【0089】この構成では、複数の蛍光画像間で動き補償を施した後に、これらの画像を積算した結果を蛍光観察画像として表示する際に、動き補償および積算を施す画像の数を可変とすることにより、観察対象に応じた適切な蛍光観察画像の表示ができ、画質の向上を実現できる。

【0090】(4) 前記画像動き補償手段あるいは積分手段において処理する蛍光画像の所定の特徴量を検出する特徴量検出手段を備え、この検出された蛍光画像の所定の特徴量に基づいて前記画像動き補償手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定する付記(1)に記載の蛍光観察装置。

【0091】この構成では、得られた観察対象部位の蛍光画像における所定の特徴量に基づいて、画像動き補償

手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定することにより、観察対象に応じた適切な蛍光観察画像の表示ができ、画質の向上を実現できる。

【0092】(5) 前記特徴量検出手段は、前記積分手段の出力における蛍光画像の信号レベルを検出するレベル検出手段からなり、このレベル検出手段によって検出された前記積算された蛍光画像の信号レベルに基づいて前記画像動き補償手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定する付記(4)に記載の蛍光観察装置。

【0093】この構成では、積算された蛍光画像の信号レベルに基づいて前記画像動き補償手段及び積分手段によって行う蛍光画像の動き補償および積算を終了することにより、観察対象に応じた所定レベルの良好な蛍光観察画像を得ることができ、診断能力を向上させることができる。

【0094】(6) 前記特徴量検出手段は、前記画像動き補償手段において得られる蛍光画像の動きベクトル量を検出する動きベクトル検出手段からなり、この動きベクトル検出手段によって検出された蛍光画像の動きベクトル量に基づいて前記画像動き補償手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定する付記(4)に記載の蛍光観察装置。

【0095】この構成では、蛍光画像の動きベクトル量に基づいて画像動き補償手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定することにより、蛍光観察用撮像手段で得られた蛍光画像の動きによって検出される蛍光観察用撮像手段を有する内視鏡等の動きに応じた適切な蛍光観察画像の表示ができ、画質の向上を実現できる。

【0096】(7) 前記動きベクトル検出手段によって検出された蛍光画像の動きベクトル量が所定量をこえた場合に、蛍光画像の動き補償および積算を終了する付記(6)に記載の蛍光観察装置。

【0097】この構成では、蛍光画像の動きベクトル量に基づいて、画像動き補償手段及び積分手段において動き補償および積算を施す画像の数を決定することにより、蛍光観察用撮像手段を有する内視鏡等の先端部の移動速度に応じた適切な蛍光観察画像の表示ができ、蛍光観察用撮像手段を移動させた場合に予想外の病変部の存在を見逃すことを防止できる。

【0098】(8) 前記動き補償および積算を行う画像動き補償手段と積分手段との組合せを複数具備し、時間間隔  $T$  で取り込まれる前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像を  $m$  枚（ただし、 $m$  は 2 以上の整数）だけ動き補償および積算し、 $mT$  よりも短い時間間隔で蛍光観察画像表示の更新を行う付記(1)に記載の蛍光観察装置。

【0099】この構成では、複数の蛍光画像の積算を行う時間間隔よりも短い時間間隔で蛍光観察画像表示の更

新を行うことが可能なように、複数の画像動き補償手段と積分手段との組合せによって動き補償および積算を行うことにより、蛍光画像表示の時間分解能の低下を防止しつつ、蛍光観察画像の画質を向上させることが可能となる。

【0100】(9) 前記画像動き補償手段と積分手段との組合せの数 $n$ （ただし、 $n$ は2以上の整数）と、前記動き補償および積算を施す画像の数 $m$ との関係が、 $m = kn$ （ただし、 $k$ は1以上の整数）である付記(8)に記載の蛍光観察装置。

【0101】この構成によれば、蛍光画像表示の適度な時間分解能を維持しつつ、蛍光観察画像の画質を向上させることができる。特に $k = 1$ の場合には、時間分解能の劣化が全くなくなる。

【0102】(10) 前記観察対象部位へ照射する励起光の強度及び該励起光を照射する時間間隔を可変する励起光出力制御手段と、前記励起光の照射間隔に合わせて観察対象部位の蛍光観察像を得るように同期をとる同期手段とを備えた付記(1)に記載の蛍光観察装置。

【0103】この構成では、励起光出力制御手段によって観察対象部位へ照射する励起光の強度及び励起光を照射する時間間隔を可変させ、可変された励起光の照射間隔に同期して蛍光観察像を検出することによって、生体組織に損傷を与えることなく強度の強い蛍光を得て蛍光画像の信号レベルを高めることができ、蛍光観察画像の画質を向上させることが可能となる。

【0104】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させることができ、これにより診断能力を高めることが可能となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図3は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図

【図2】生体組織の観察対象部位における蛍光のスペクトラムを示す特性図

【図3】図1の構成における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図

【図4】蛍光画像処理装置における動作を説明するタイムチャート

【図5】本発明の第2実施例に係る蛍光観察装置における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図

【図6】図6及び図7は本発明の第3実施例に係り、図6は蛍光観察装置における蛍光画像処理装置の機能構成を示すブロック図

【図7】蛍光画像処理装置における動作を説明するタイムチャート

【図8】図8及び図9は励起光の強度及び照射間隔を可変とした蛍光観察装置の第1の構成例に係り、図8は蛍光観察装置の構成を示すブロック図

【図9】図8の蛍光観察装置における励起光の強度及び照射間隔を示す動作説明図

【図10】図10及び図11は励起光の強度及び照射間隔を可変とした蛍光観察装置の第2の構成例に係り、図10は蛍光観察装置の構成を示すブロック図

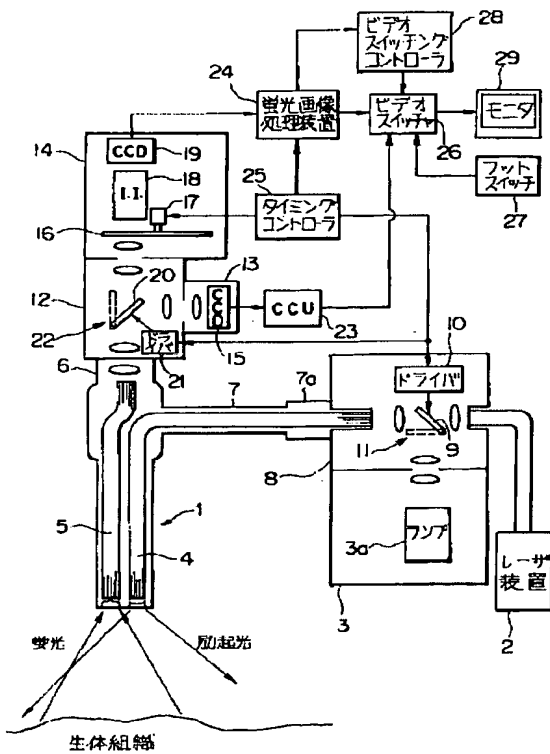
【図11】図10の蛍光観察装置における励起光の強度及び照明タイミングと画像取り込みタイミングを示す動作説明図

【図12】表示モニタ上での蛍光観察画像及び通常観察画像の画像表示の例を示す作用説明図

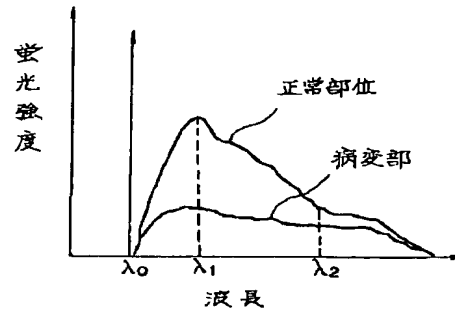
【符号の説明】

- 1…内視鏡
- 2…レーザ装置
- 3…ランプ光源装置
- 8…配光用アダプタ
- 12…受光用アダプタ
- 13…通常観察用カメラ
- 14…蛍光観察用カメラ
- 23…CCU
- 24…蛍光画像処理装置
- 25…タイミングコントローラ
- 26…ビデオスイッチャ
- 28…ビデオスイッチングコントローラ
- 29…モニタ
- 51…制御部
- 52…マルチプレクサ
- 53, 54, 57, 58…フレームメモリ
- 55…動き補償回路
- 56…積分回路
- 59…レベル検出回路

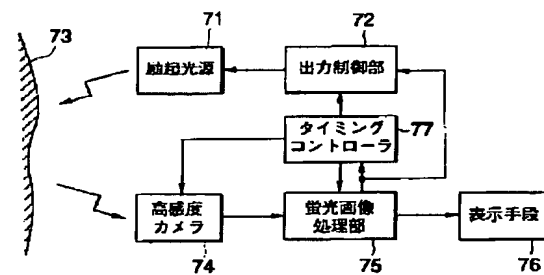
【図1】



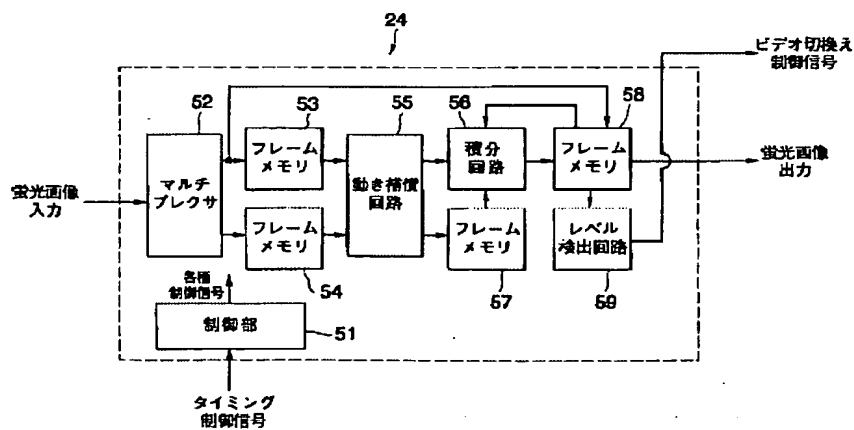
【図2】



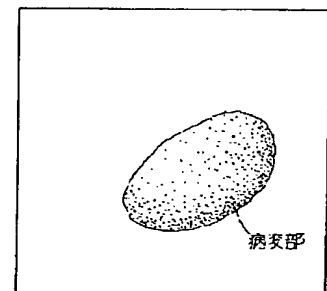
【図8】



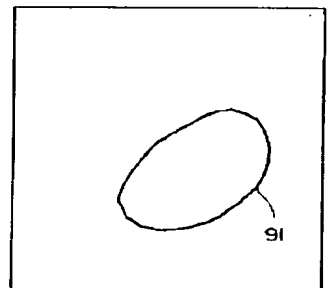
【図3】



【図12】



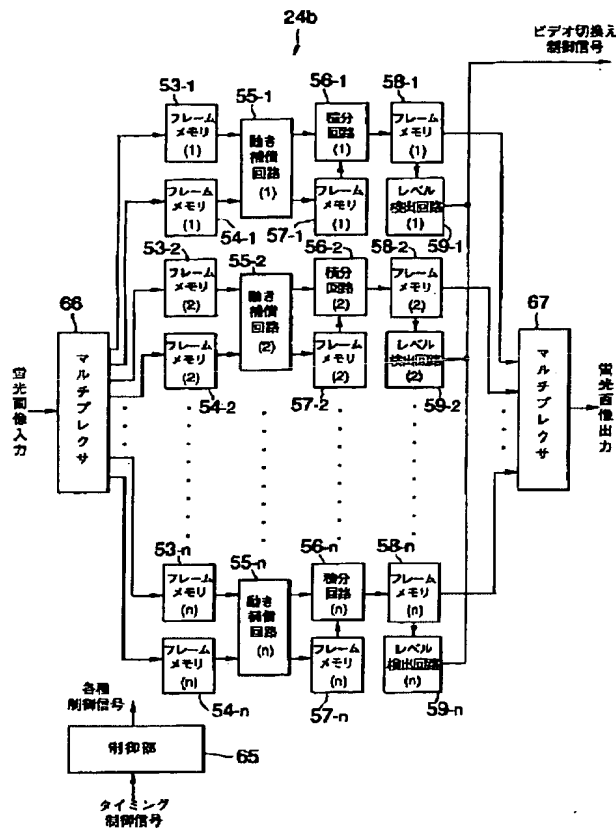
(a) 蛍光観察画像



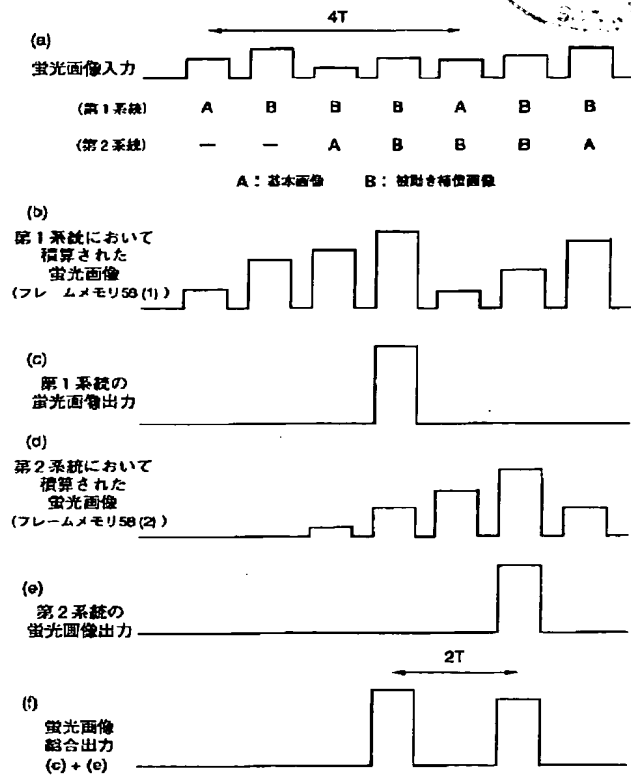
(b) 通常観察画像



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 雅彦  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 小林 至峰  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 一成  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内